

# CAD/CAM/Robotic集成方法设计与制作生物型股骨柄假体

韩文龙<sup>1</sup>, 朱建非<sup>2</sup>, 吴琪<sup>2</sup>, 刘昌华<sup>3</sup>, 王爱民<sup>1</sup>, 席文明<sup>1</sup>(<sup>1</sup>厦门大学物理与机电学院, 福建省厦门市 361005; <sup>2</sup>解放军第八二医院, 江苏省淮安市 223001; <sup>3</sup>解放军第一七四医院, 福建省厦门市 361001)

## 文章亮点:

- 1 文章中所要加工的人工髌关节假体柄模型由三维重建成型, 保证了加工的假体与股骨髓腔的一致性。
- 2 文章中对人工髌关节假体的加工方法为计算机辅助设计/计算机辅助制造/工业机器人加工(CAD/CAM/Robotic)一体化加工, 具有加工精度高、成本低、效率高等特点。
- 3 对实验结果 4 个断面的误差分析, 形象有力的表明了假体的防扭转结构。

## 关键词:

植入物; 人工假体; 股骨柄假体; 数字化骨科; 定制; CAD/CAM/Robotic; 集成方法

## 主题词:

生物假体; 假体设计; 计算机辅助设计; 成像, 三维

## 摘要

背景: 生物型股骨柄假体无菌松动是全髌关节置换失败的主要因素, 减少无菌松动的先决条件是增加股骨柄假体在股骨髓腔中的填充率。

目的: 得到定制式股骨柄假体在髓腔中的填充率, 验证计算机辅助设计/计算机辅助制造/工业机器人加工(CAD/CAM/Robotic)集成方法和机器人磨削的有效性。

方法: 利用 CT 数据重建股骨髓腔三维模型, 在此三维模型基础上设计股骨柄假体的柄体, 依据标准直柄股骨柄假体近端模型设计股骨柄假体的其余部分。将设计的股骨柄假体模型导入 CAD/CAM/Robotic 集成系统生成机器人磨削轨迹, 利用该轨迹对股骨柄假体进行磨削加工。将加工好的股骨柄假体与股骨髓腔匹配, 分析股骨柄假体在髓腔中的填充率。

结果与结论: 实验结果表明, 定制式股骨柄假体在髓腔中有良好的填充率, 髓腔的解剖结构可以阻止股骨柄假体的扭转, 获得股骨柄假体在髓腔中的稳定固定。

韩文龙, 朱建非, 吴琪, 刘昌华, 王爱民, 席文明. CAD/CAM/Robotic 集成方法设计与制作生物型股骨柄假体[J]. 中国组织工程研究, 2014, 18(40): 6413-6418.

## Design and fabrication of uncemented femoral prosthesis using CAD/CAM/Robotic integration method

Han Wen-long<sup>1</sup>, Zhu Jian-fei<sup>2</sup>, Wu Qi<sup>2</sup>, Liu Chang-hua<sup>3</sup>, Wang Ai-min<sup>1</sup>, Xi Wen-ming<sup>1</sup> (<sup>1</sup>School of Physics and Mechanical & Engineering, Xiamen University, Xiamen 361005, Fujian Province, China; <sup>2</sup>The 82 Hospital of Chinese PLA, Huai'an 223001, Jiangsu Province, China; <sup>3</sup>The 174 Hospital of Chinese PLA, Xiamen 361001, Fujian Province, China)

## Abstract

**BACKGROUND:** In total hip replacements, aseptic loosening of uncemented femoral hip prosthesis is the main reason for the failure of artificial hip replacement, the prerequisite of reducing aseptic loosening of prosthesis is to increase filling area of femoral prosthesis in femoral cavity.

**OBJECTIVE:** To obtain the filling rate of customized femoral prosthesis in femoral cavity and verify the validity of the methods of CAD/CAM/Robotic integration and the robot grind.

**METHODS:** In this paper, the CT data of femur were used to reconstruct three-dimensional model of femoral cavity. According to this model, a custom uncemented femoral hip prosthesis was designed, then the model of this custom prosthesis was imported into the CAD/CAM/Robotic software to generate cut path. After the cut path was imported into the robotic controller, the custom prosthesis can be fabricated, then this custom prosthesis was inserted into the femoral cavity, and the filling result of the custom prosthesis in femoral cavity was analyzed.

**RESULTS AND CONCLUSION:** The experiment results showed that the customized prosthesis in femoral cavity achieved good filling result, the structure of femoral cavity resisted the rotation of the customized prosthesis in femoral cavity, and the customized prosthesis obtained stable fixation in the femoral cavity.

**Subject headings:** bioprosthesis; prosthesis design; computer-assisted design; imaging, three-dimensional

Han WL, Zhu JF, Wu Q, Liu CH, Wang AM, Xi WM. Design and fabrication of uncemented femoral prosthesis using CAD/CAM/Robotic integration method. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2014;18(40):6413-6418.

韩文龙, 男, 1988 年生, 河北省保定市人, 汉族, 厦门大学在读硕士, 主要从事工业机器人应用方面的研究。

doi:10.3969/j.issn.2095-4344.2014.40.004  
[http://www.crter.org]

中图分类号:R318  
文献标识码:A  
文章编号:2095-4344  
(2014)40-06413-06  
稿件接受:2014-08-27

Han Wen-long, Studying for master's degree, School of Physics and Mechanical & Engineering, Xiamen University, Xiamen 361005, Fujian Province, China

Accepted: 2014-08-27

## 0 引言 Introduction

人工全髋关节置换是治疗髋关节疾病的主要手段<sup>[1-4]</sup>。目前,全髋关节置换仍有诸多问题需要解决。由于人类股骨髓腔形状和大小的个性化差异,而目前临床上髋关节假体仅有3-6种规格,导致髋关节假体与股骨髓腔匹配度不高,不可避免的产生应力遮挡,骨吸收等问题,导致假体产生无菌松动。长期的临床实践证实,提高人工髋关节假体与股骨髓腔的匹配度,可以减少应力遮挡,保持人工髋关节假体的长期稳定性<sup>[5-12]</sup>。

无菌松动是全髋关节置换失败的主要因素,而人工髋关节无菌松动的产生是多因素作用的结果。在生物因素中,人体运动时,人工髋关节假体与股骨髓腔会发生摩擦,有磨损物溢出,磨损微粒诱导细胞活化反应,细胞因子释放酶类激活,引起假体周围骨吸收、骨溶解。在力学因素中,由于人工髋关节假体材料模量与人体股骨模量有较大差距,应力无法像正常股骨一样传递,导致界面微动、假体磨损、液压、应力遮挡、适应性骨重建等问题,这些都是松动因素<sup>[13-15]</sup>。

生物型股骨柄假体在股骨髓腔中的有效填充是减小股骨柄假体无菌松动的先决条件<sup>[16-21]</sup>。直柄股骨柄假体置入后,在股骨侧位,直柄股骨柄假体与股骨髓腔形成3点接触,阻止股骨柄假体在股骨髓腔中扭转。在股骨正位,股骨柄假体近端的大圆弧结构阻止股骨柄假体在股骨髓腔中下沉。医生手工扩髓其匹配度只有28%-31%<sup>[22]</sup>,无菌松动为匹配区无法承受股骨柄假体传递的应力,形成股骨柄假体在股骨髓腔中的无菌松动。

为提高股骨柄假体置入后的填充率,RoboDoc机器人系统被用来扩髓<sup>[23-26]</sup>,机器人扩髓后的股骨柄假体在髓腔中的填充达到95.8%,但丢失了太多的皮质骨,易产生股骨柄假体置入后的股骨骨折,为股骨柄假体翻修预留了太少皮质骨<sup>[27]</sup>。解剖型股骨柄假体采用S型设计,它采用一组远端尺寸对应多组近端尺寸的选择方案,使股骨柄假体的S型与股骨几何形状匹配<sup>[28]</sup>。由于患者髓腔的绝对个性化,一些患者股骨柄假体中间段无法与股骨髓腔匹配。解剖型股骨柄假体是通过其S型结构阻止其在股骨髓腔中扭转,如果股骨柄假体在近端与股骨髓腔匹配,中远端形成应力遮蔽,而股骨柄假体远端为直柄,无法阻止其在股骨髓腔中的扭转,股骨柄假体传递的扭转力从股骨柄假体上段传递给股骨,易产生股骨在中间段的骨折<sup>[29]</sup>。

文章利用股骨CT数据重建三维髓腔模型,在此基础上设计股骨柄假体<sup>[30-33]</sup>,利用计算机辅助设计/计算机辅助制造/工业机器人加工(CAD/CAM/Robotic)集成方法加工股骨柄假体,通过股骨柄假体与股骨髓腔的匹配实验,验证定制式股骨柄假体与股骨髓腔的填充效果。

## 1 材料和方法 Materials and methods

1.1 定制式股骨柄假体设计 标本股骨来源于南京医科大学,利用螺旋CT对标本股骨进行扫描,在解放军第八

二医院进行。螺旋CT机型号为飞利浦Gemini,扫描间隔为0.5 mm,分辨率为512×512。CT扫描数据输入Mimics软件中进行股骨三维重建。股骨远端为皮质骨,选取-726至2 800阈值时,可获得髓腔的精确模型。截取髓腔模型的一段作为定制式股骨柄假体的柄体,股骨柄假体近端的形状参照张家港市欣荣博尔特医疗器械有限公司的8号直柄股骨柄假体模型和标本股骨解剖结构设计,见图1。

在股骨柄假体近端设计时,保证股骨柄假体的颈干角和股骨的颈干角一致,股骨柄假体的顶端处于股骨头中心。将髓腔的截取模型与设计的近端假体模型拼合,形成股骨柄假体设计模型。

在图1中,部分髓腔凸出股骨柄假体表面,如果将凸出的髓腔模型去除,设计的股骨柄假体与髓腔匹配后,将在髓腔凸出处产生较大的间隙,这是直柄股骨柄假体固有的问题,也是股骨距处易形成骨溶解的原因。将凸出的髓腔去除后的股骨柄假体设计模型导入到Pro-E软件中,进行表面细化和顺滑处理,得到最终的股骨柄假体设计模型。

1.2 CAD/CAM/Robotic 集成方法 图2是CAD/CAM/Robotic集成方法原理图,将CAD模型直接导入CAM软件中生成位置刀轨迹,利用CAD模型表面与刀具的约束关系,获得机器人轨迹的姿态,位置和姿态刀轨迹后处理后转换为机器人的轨迹点,将轨迹点导入机器人仿真软件中仿真,消除刀具与CAD模型的干涉并生成机器人加工轨迹,将加工轨迹下载到机器人控制器中,对零件进行加工。

为验证CAD/CAM/Robotic集成方法和机器人磨削的有效性,进行了股骨柄假体的柄体磨削加工实验,见图3。利用CT数据重建股骨模型,利用Mimics软件中的布尔运算获得股骨髓腔实体模型,将该髓腔模型导入Pro-E软件进行表面细化,在髓腔模型表面生成刀具加工轨迹,后处理后将生成的程序以及髓腔模型导入机器人仿真软件运行,消除砂带与零件的干涉,将优化的加工轨迹下载到机器人控制器中,对圆柱形铜棒进行磨削加工,将髓腔模型复制到该铜棒上,利用一维探针对加工的柄体断面进行测量。

## 2 结果 Results

图4是依据设计模型,利用CAD/CAM/Robotic集成方法磨削加工的定制式股骨柄假体。从图4和图1可以看出,柄体断面具有扭转结构,该结构可以防止股骨柄假体在髓腔中的扭转。图5是定制式股骨柄假体与人体标本股骨髓腔的匹配,通过在图形上测量,其柄体与髓腔的匹配间隙均小于1 mm,股骨柄假体近端的最大匹配间隙为1.3 mm,产生大于1 mm间隙的原因有2个:其一,在拼合髓腔模型和骨柄假体近端模型时,去除了突出股骨柄假体的部分髓腔,形成了较大的匹配间隙;其二,在两个部分拼合时,拼合处的端面尺寸不一致,平滑处理后,带来了髓腔模型形状变化。由于柄体自身具有防扭转结构,股骨柄假体置入髓腔后获得了好的稳定性。

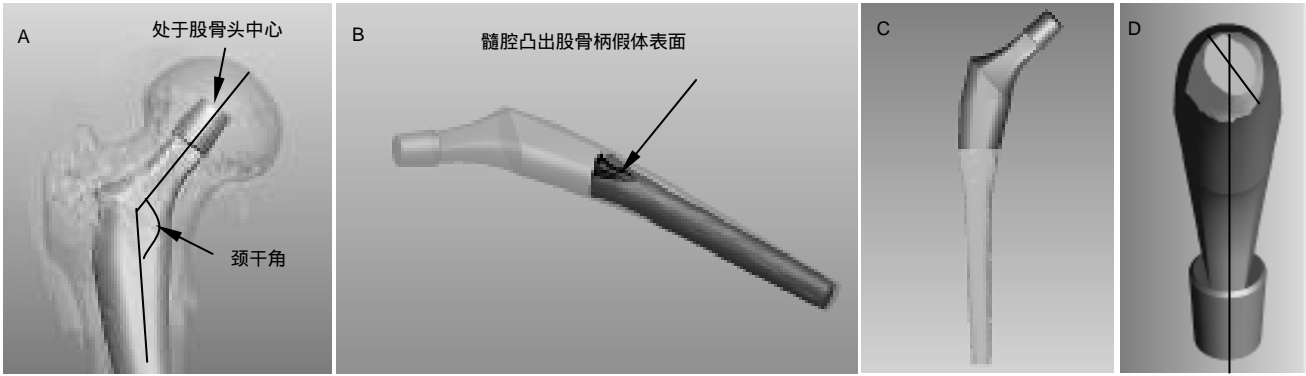


图 1 定制式股骨柄假体设计模型

Figure 1 The design model of custom prosthesis

图注：定制式股骨柄假体模型颈干角与股骨的颈干角一致，髓腔匹配区域处理后得到的假体模型与股骨达到极高的匹配度。

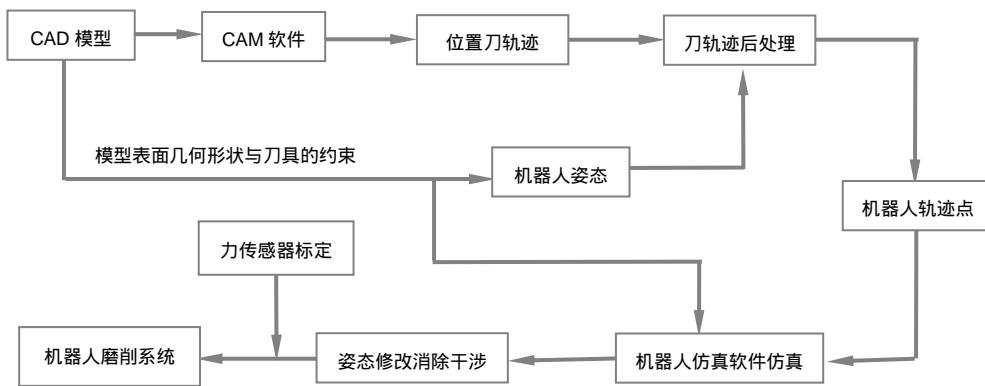


图 2 CAD/CAM/Robotic 集成方法原理

Figure 2 Principle of CAD/CAM/Robotic integration method

图注：通过 CAM 软件得到模型的加工轨迹，将轨迹点处理后倒入到机器人仿真软件中仿真消除干涉，生成机器人加工程序，程序可导入到机器人加工系统中加工。

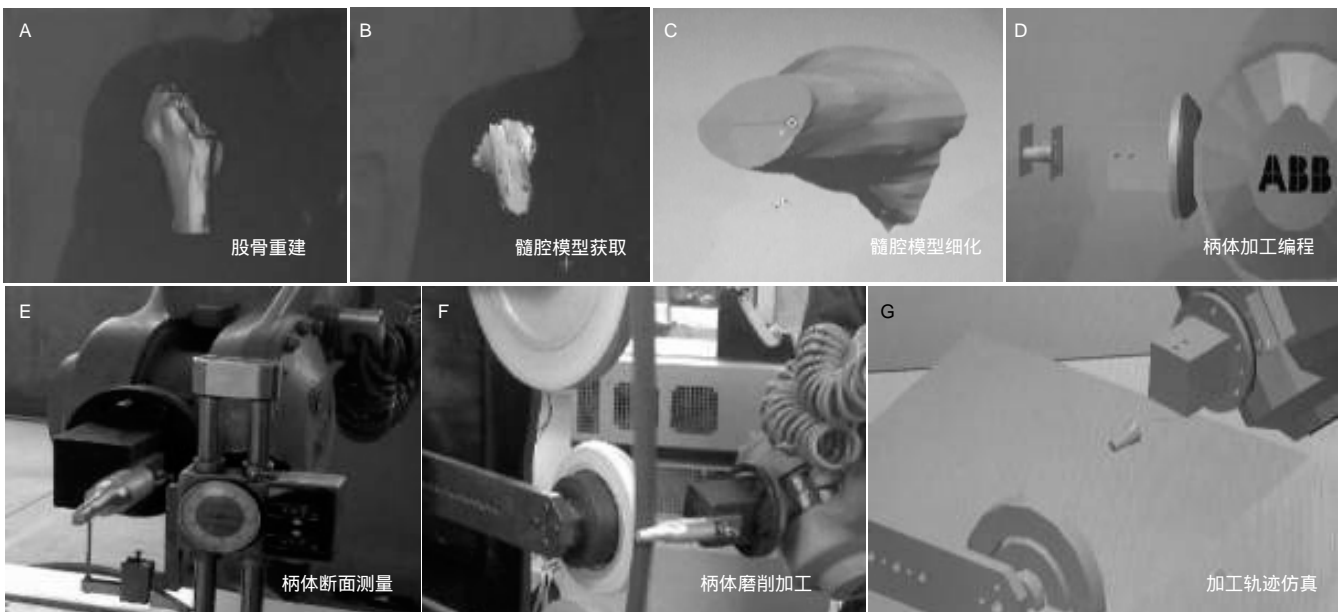


图 3 股骨柄假体柄体加工实验

Figure 3 Femoral stem cut experiment

图注：将生成的程序倒入到机器人加工系统，标定软件空间和实际空间达到一致，运行程序，磨削铜棒得到所涉及的假体模型。

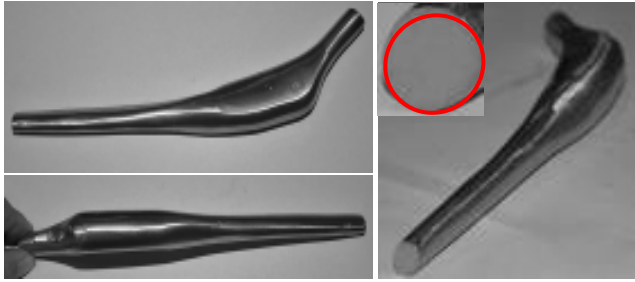


图4 加工完成的股骨柄假体

Figure 4 Fabricated custom prosthesis

图注：加工得到的假体与软件中假体模型一致，断面具有扭转结构，可以防止假体在股骨髓腔中的扭转。

表1 断面实际轮廓与模型轮廓比较

Table 1 The error of the stem profile and model profile

断面	平均误差(mm)	最大误差(mm)	方差
第1断面	0.014 8	0.275 6	0.019 9
第2断面	-0.028 1	0.385 9	0.021 2
第3断面	0.061 9	0.553 5	0.010 2
第4断面	0.241 3	0.847 1	0.061 6

表注：比较4个断面的平均误差、最大误差及方差，机器人加工精度高，可以满足假体的加工需要。

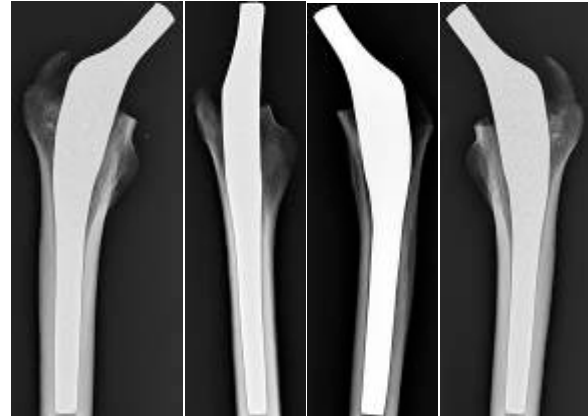


图5 定制式股骨柄假体与人体标本股骨匹配

Figure 5 The custom prosthesis fitting femoral cavity

图注：通过X射线拍摄得到假体置入股骨中的图片，假体与股骨匹配良好，由于假体有防扭转结构，假体置入股骨后获得良好的稳定性。

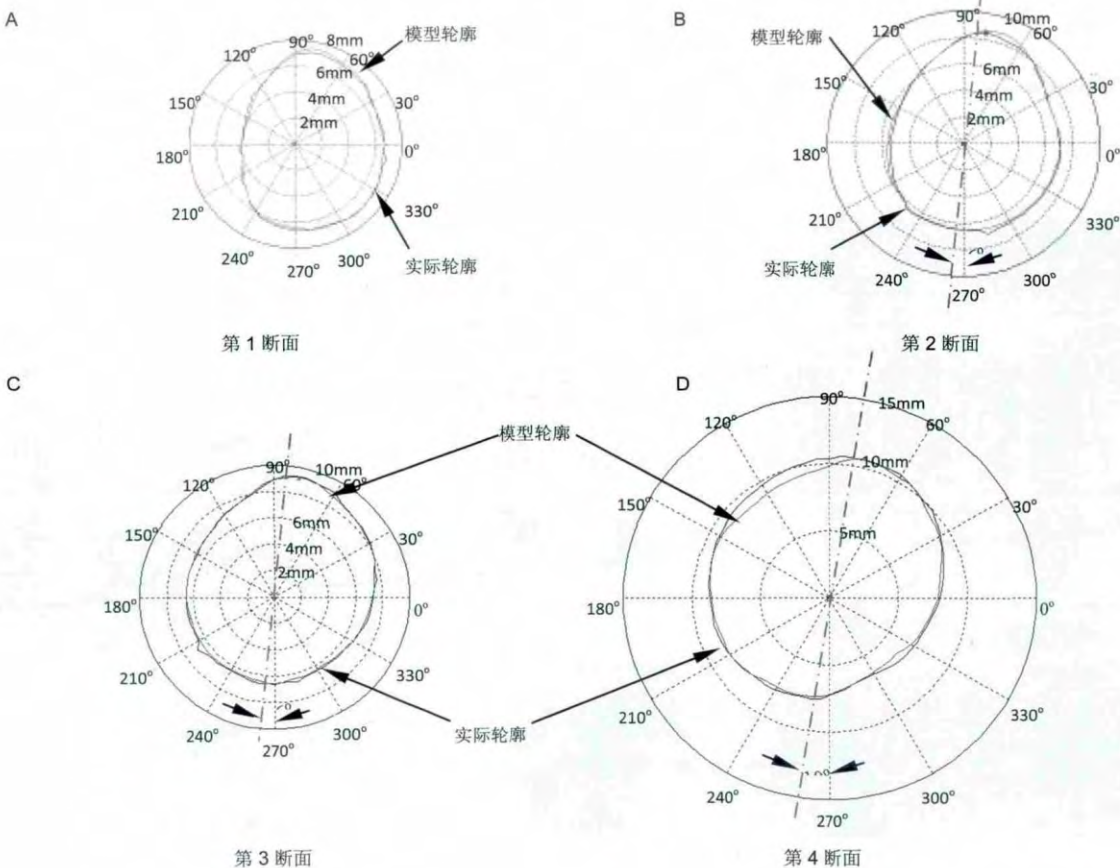


图6 柄体断面实际轮廓与模型轮廓比较

Figure 6 The size of stem profile and model profile

图注：通过4个断面实际轮廓与模型轮廓的对比，加工的假体模型有明显的扭转结构，且最大误差不会超过0.5mm，加工精度可以满足要求。

图6利用一维探针测量图3中柄体断面尺寸以及与相同位置的髓腔模型断面尺寸的比较,共测量4个断面,每个断面之间的距离为10 mm,每个断面上的测量点为72个。断面尺寸与模型尺寸的误差见表1所示,其中第1断面的平均误差为0.014 8 mm,最大误差为0.275 6 mm;第2断面的平均误差为-0.028 1 mm,最大误差为0.385 9 mm;第3断面的平均误差为0.061 9 mm,最大误差为0.553 5 mm;第4断面平均误差为0.241 3 mm,最大误差为0.847 1 mm。

### 3 讨论 Discussion

全髋关节置换的广泛开展,有效的重建了因股骨头坏死、股骨颈骨折等因素造成的髋关节功能障碍,提高了患者的生活质量,避免了因长期卧床引起的并发症。随着全髋关节置换数量的增多,置换后的随访时间的延长,相当一部分的患者置换后的假体出现了下沉,旋转等现象,患者髋关节功能再次丧失,表现为下肢不等长、髋关节疼痛、畸形等<sup>[34-36]</sup>。此类患者需要返修,再次承受手术的生理与心理的创伤。

假体的下沉与旋转是多因素造成的结果。其中有应力遮蔽与骨吸收的生物力学因素,有假体与股骨髓腔摩擦形成的金属碎屑,活化巨噬细胞,在假体周围形成纤维界面的生物学因素,有骨质疏松患者自身骨结构异常的生理学因素,有手术医师个人经验与置入方式的主观因素,种种因素最终造成股骨柄假体的无菌性松动。而无菌性松动进一步强化了生物力学以及生物学因素,不可避免的出现假体的下沉与松动。

股骨柄假体无菌松动是全髋关节置换失败的主要因素,当股骨柄假体在髓腔中的填充率低时,其应力遮蔽区域无法将股骨柄假体的应力传递给股骨,根据Woff定律,应力遮蔽区域无法进行骨重建,直接导致股骨髓腔与股骨柄假体接触区域无法承受股骨柄假体传递的应力,形成股骨柄假体无菌松动。股骨柄假体在髓腔中的有效填充,可以增加股骨柄假体与髓腔的接触区域,使股骨柄假体传递的应力均匀分布,减小和避免无菌松动的发生。定制式股骨柄假体的设计模型来自于髓腔重建模型,其柄体可以对髓腔形成完全填充。

非骨水泥型股骨假体的长期固定需要初期坚强的初始固定和后期通过股骨与假体紧密结合,促进骨组织的长入获得有效的二次稳定。而要达到上述目的则要求股骨假体与髓腔骨面的接触缝隙宽度尽量小于1 mm。根据有学者对成年犬股骨髓腔与植入物假体之间间隙大小对于骨组织的长入的观察研究表明,距离为0.5 mm或者更小时骨组织的长入量明显增加。图6以及表1中数据表明定制式的假体与股骨髓腔的接触间隙足以满足临床的要求。并且除了接触间隙的优势外,4个断面的不规则结构可以有效防扭转,进一步稳定假体与股骨髓腔的组合结构。

全髋关节置换的成功部分取决于手术医师的经验以及置换前手术计划的合理制定。对于全髋关节置换,扩髓是

其重要的一环<sup>[37-41]</sup>。扩髓的程度决定置换假体的型号,而合适的假体是置换过程中是否可以形成稳定3点接触的关键。定制式股骨柄假体的柄体与股骨髓腔形成惟一的匹配模型,利用该匹配模型的惟一性,可设计特有的扩髓工具,在髌臼近端股骨扩髓时以匹配的柄体为导向,精确地进行股骨扩髓,使得临床上医生扩髓后的髓腔大小、形状与设计时的髓腔模型一致,这样就可以利用有效手段,研究定制式股骨柄假体应力遮蔽与柄体尺寸的关系,也即建立股骨柄假体应力遮蔽与柄体磨削去除量的关系。

定制式股骨柄假体的柄体具有扭转结构,该结构可以阻止股骨柄假体在髓腔中扭转。同样,由于定制式股骨柄假体的柄体扭转结构,股骨柄假体置入髓腔时产生扭转,带来股骨柄假体近端与髓腔的干涉。从图5可以看出,由于股骨柄假体近端与髓腔干涉,需要去除股骨近端的一部分,才能将股骨柄假体置入髓腔。所以,整体设计的股骨柄假体无法顺利的置入股骨髓腔。采用组配式设计可避免整体式股骨柄假体存在的置入问题,组配式股骨柄假体包括柄体和袖套,其柄体可以采用定制式设计,而袖套根据股骨近端形状设计,定制式柄体通过其上的Morse锥面与袖套锥孔组配。

定制组合式的假体设计,可以将股骨假体近端与远端的功能有效区分。近端的防下沉以及近端与股骨距的有效压配,对于重建髋关节生理性的力学传导,具有重要意义。而假体远端对于有效防扭转,协助假体近端对于力的传导的调整,也有现实的意义。对股骨假体远端的进一步调整,重建生理性的力学传导,有效降低因应力遮蔽引起的骨质疏松,是下一步研究的重点。

*作者贡献:* 所有作者均参与文章的设计、实施和评估,未采用盲法评估。

*利益冲突:* 文章及内容不相关利益冲突。

*伦理要求:* 标本股骨来源于南京医科大学,实验方案得到医院伦理委员会批准。

*学术术语:* CAD/CAM/Robotic集成方法-即将计算机辅助设计(CAD)、计算机辅助制造(CAM)、工业机器人加工结合形成的全新的一种自动化高精度加工方法。

*作者声明:* 文章为原创作品,无抄袭剽窃,无泄密及署名和专利争议,内容及数据真实,文责自负。

### 4 参考文献 References

- [1] Ho SC, Hibberd RD, Davies BL. Robot Assisted Knee Surgery. IEEE Engineer Med Biol Magaz. 1995: 292-300.
- [2] Restrepo C, Mashadi M, Parvizi J, et al. Modular femoral stems for revision total hip arthroplasty. Clin Orthop. 2011: 476-482.
- [3] 毛宾尧, 李新春, 王鑫, 等. Ribbed股骨柄全髋关节置换24例11年随访[J]. 中国矫形外科杂志, 2010, 18(10): 793-795.
- [4] Viceconti M, Brusi G, Pancanti A, et al. Primary stability of an anatomical cementless hip stem: A statistical analysis. J Biomech. 2006;39(7): 1169-1179.

- [5] 王成焘.中国力学虚拟人[J]. 医用生物力学, 2006,21(3): 172-178.
- [6] Sridhar I, Adie PP, Ghista DN. Optimal design of customised hip prosthesis using fiber reinforced polymer composites. *Mat Des.* 2010;31:2767-2775.
- [7] Hou Z, Moore B, Bowen TR, et al. Treatment of interprosthetic fractures of the femur. *J Trauma.* 2011;71(6):1715-1719.
- [8] 杨德炎,李永斌,黎忠文,等.形状记忆环抱接骨板治疗全髋关节置换术后股骨假体周围骨折[J].中国骨与关节损伤杂志,2011,26(8): 732-733.
- [9] 唐丽华,焦裕霞,李五白.术中静注帕瑞昔布钠对老年患者髋关节置换术后疼痛的影响[J].临床军医杂志,2011,39(3):576-577.
- [10] Bartelt RB, Sierra RJ. Recurrent hematomas within the iliopsoas muscle caused by impingement after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2011;26(4):665.e1-5.
- [11] Preininger B, Schmorl K, von Roth P, et al. Femoral offset in patients without osteoarthritis-index values from 200 hip joints. *Open Orthop J.* 2012;6: 578-581.
- [12] Brilhaut JM, Ries MD. Influence of offset stem couplers in femoral revision knee arthroplasty: a radiographic study. *Knee.* 2011;19(2): 112-115.
- [13] 张岚峰,葛世荣,刘洪涛.人工股骨柄的力学研究现状[J].中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(30):5623-5626.
- [14] Chang JD, Kim TY, Rao MB, et al. Revision total hip arthroplasty using a tapered, press-fit cementless revision stem in elderly patients. *J Arthroplasty.* 2011;26(7): 1045-1049.
- [15] Lakstein D, Eliaz N, Levi O, et al. Fracture of cementless femoral stems at the mid-stem junction in modular revision hip arthroplasty systems. *J Bone Joint Surg Am.* 2011;93(1): 57-65.
- [16] Joshi MG, Advani SG, Miller F, et al. Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding. *J Biomech.* 2000;33:1655-1662.
- [17] Sakai R, Itoman M, Mabuchi K. Assessments of different kinds of stems by experiments and FEM analysis: Appropriate stress distribution on a hip prosthesis. *Clin Biomech.* 2006;22: 826-833.
- [18] Huiskes R, Weinans H, Van Rietbergen B. The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;274:124-134.
- [19] Sakai T, Sugano N, Nishii T, et al. Stem length and canal filling in uncemented custom-made total hip arthroplasty. *Int Orthop.* 1999;23:219-223.
- [20] Benum P, Aamodt A. Uncemented custom femoral components in hip arthroplasty-A prospective clinical study of 191 hips followed for at least 7 years. *Acta Orthopaedica.* 2010; 81(4):427-435.
- [21] Huang VWS, Lung CY, Lee SH, et al. The study of the best-fit designed custom-made hip prostheses-A comparison between the CT data and x-ray film. *J Med Biol Eng.* 2000; 20(4):219-224.
- [22] Mittelstadt B, Paul H, Kazanzides P, et al. Development of a surgical robot for cementless total hip replacement. *Robotica.* 1993;11:553-560.
- [23] Paul HA, Mittelstadt B, Bargar WL, et al. A surgical robot for total hip replacement surgery. *Proceedings of the 1992 IEEE international conference on robotics and automation.* 1992: 606-611.
- [24] Taylor RH, Mittelstadt BD, Paul HA, et al. An image-directed robotic system for precise orthopaedic surgery. *IEEE Trans Robot Automat.* 1994;10(3):261-275.
- [25] Pransky J. RoboDoc-surgical robot success story. *Industrial Robot.* 1997;24(3):231-233.
- [26] Cohan S. RoboDoc achieves pinless registration. *Industrial Robot.* 2001;28(5):381-386.
- [27] Schulz AP, Seide K, Queitsch C, et al. Results of total hip replacement using the robodoc surgical assistant system: clinical outcome and evaluation of complications for 97 procedures. *Int J Med Robot.* 2007;3(4):301-306.
- [28] Lei GH, Zeng KB, Li KH, et al. Short-term follow-up of ribbed anatomic cementless total hip arthroplasty. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi.* 2007;21(3):244-246.
- [29] 王敏,张峡,郝勇,等.解剖型股骨柄假体植入并发股骨近段骨折与股骨近段髓腔解剖分析[J].第三军医大学学报,2011,33(14): 1522-1525.
- [30] Pawlikowski M, Skalski K, Haraburda M. Process of hip joint prosthesis design including bone remodeling phenomenon. *Comp Struct.* 2003;81:887-893.
- [31] Lee JN, Chang KY. An integrated investigation of CAD/CAM for the development of custom-made femoral stem. *Life Sci J.* 2009;7(1):56-61.
- [32] Rawal BR, Ribeiro R, Malhotra R, et al. Design and manufacturing of femoral stems for the Indian population. *J Manuf Proc.* 2012;14:216-223.
- [33] Senalp AZ, Kayabasi O, Kurtaran H. Static, dynamic and fatigue behavior of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis. *Mat Des.* 2007;28: 1577-1583.
- [34] Dunbar MJ. The proximal modular neck in THA: a bridge too far: affirms. *Orthopedics.* 2010;33(9):640.
- [35] Dallari D, Pignatti G, Stagni C, et al. Total hip arthroplasty with shortening osteotomy in congenital major hip dislocation sequelae. *Orthopedics.* 2011;34(8):e328-333.
- [36] Kop AM, Keogh C, Swarts E. Proximal component modularity in THA--at what cost? An implant retrieval study. *Clin Orthop Relat Res.* 2012;470(7):1885-1894.
- [37] McCarthy JC, Noble PC, Schuck MR, et al. Aufranc Award: The role of labral lesions to development of early degenerative hip disease. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;(393):25-37.
- [38] Harris MD, Anderson AE, Henak CR, et al. Finite element prediction of cartilage contact stresses in normal human hips. *J Orthop Res.* 2012;30(7):1133-1139.
- [39] Henak CR, Anderson AE, Weiss JA. Subject-specific analysis of joint contact mechanics: application to the study of osteoarthritis and surgical planning. *J Biomech Eng.* 2013; 135(2):021003.
- [40] Kuroda K, Kabata T, Maeda T, et al. Do we need intraoperative radiographs for positioning the femoral component in total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2014;134(5):727-733.
- [41] Pastrav LC, Jaecques SV, Jonkers I, et al. In vivo evaluation of a vibration analysis technique for the per-operative monitoring of the fixation of hip prostheses. *J Orthop Surg Res.* 2009;4:10.